

10/527226 (#2)
Rec PCT/PTO 10 MAR 2005
PCT/JP03/11700

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

12.09.03

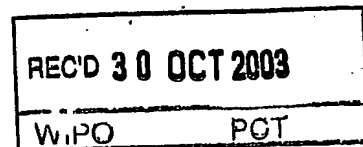
別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日 2 0 0 2 年 9 月 1 2 日
Date of Application:

出 願 番 号 特 願 2 0 0 2 - 2 6 6 4 7 5
Application Number:
[ST. 10/C] : [J P 2 0 0 2 - 2 6 6 4 7 5]

出 願 人 株式会社日立メディコ
Applicant(s):

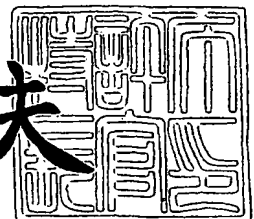


PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

2 0 0 3 年 1 0 月 1 7 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今 井 康 夫



Best Available Copy

【書類名】 特許願
【整理番号】 MD2002-018
【提出日】 平成14年 9月12日
【あて先】 特許庁長官殿
【国際特許分類】 G09G 1/00
A61B 6/03

【発明者】

【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立
メデイコ内

【氏名】 尾見 康夫

【発明者】

【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立
メデイコ内

【氏名】 宮崎 靖

【発明者】

【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立
メデイコ内

【氏名】 青柳 雅彦

【特許出願人】

【識別番号】 000153498

【氏名又は名称】 株式会社日立メデイコ

【代理人】

【識別番号】 100083116

【弁理士】

【氏名又は名称】 松浦 憲三

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 012678

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9600939

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書
【発明の名称】 血流動態解析装置
【特許請求の範囲】

【請求項1】 コンピュータ断層像撮影手段でダイナミック撮影した断層像の入力手段と、

前記入力手段から入力した断層像に基づいて各画素ごとに画素値の時間変化の情報を表す時間-濃度曲線を求める演算手段であって、流入動脈の時間-濃度曲線及び各組織における時間-濃度曲線を求める演算手段と、

前記求めた流入動脈の時間-濃度曲線の逆フィルタを算出する手段と、

前記算出した逆フィルタを前記求めた各組織における時間-濃度曲線に掛け合わせることで各組織の伝達関数を求める手段と、

各組織の伝達関数を使用して生体機能情報を算出する手段と、

を備えたことを特徴とする血流動態解析装置。

【請求項2】 前記演算手段は、断層像内の最大連結画素領域を抽出する手段と、前記抽出した最大連結画素領域を示すマスク画像を作成する手段と、前記マスク画像を使用して前記入力手段から入力する断層像のうちの当該マスク画像の領域以外の画素を削除する手段とを有し、ルームエアーや寝台、骨等の生体機能情報解析には不要な領域を自動的に除去することを特徴とする請求項1の血流動態解析装置。

【請求項3】 前記演算手段は、流出静脈の時間-濃度曲線を求めるとともに、前記求めた流入動脈の時間-濃度曲線及び流出静脈の時間-濃度曲線のピーク値をそれぞれ求める手段と、前記流入動脈の時間-濃度曲線のピーク値が前記流出静脈の時間-濃度曲線のピーク値が一致するように前記流入動脈の時間-濃度曲線を補正する補正手段とを有し、流入動脈の時間-濃度曲線におけるパーシャルボリュームアベレージング効果を補正することを特徴とする請求項1又は2の血流動態解析装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は血流動態解析装置に係り、特にX線や電磁波を用いて被検体の時間変化に依存する生体機能情報を得ることが可能なコンピュータ断層診断装置の提供する断層像から生体機能情報解析等の画像解析を行うことに対して有用な技術に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来、ダイナミック撮影を行うコンピュータ断層診断装置として、陽電子放射断層撮影装置 (Positron Emission Tomography: PET) や単光子放射CT (Single Photon Emission CT: SPECT) などの核医学装置がある。核医学装置による血流動態計測は、放射性核種を被検体内に注入し、核種からの放射線をシンチレーションカメラで計測すると、横断面の放射性核種分布像を得られ、この放射性核種分布像を解析することで、器官の生体機能情報を解析していた。

【0003】

他のダイナミック撮影を行うコンピュータ断層診断装置として、X線CT装置がある。単純X線CT像では病変の超早期相の診断が困難である場合には、X線CT装置によるダイナミック撮影を行い、この撮影時にコントラストを付けるために主にヨード系の造影剤を用いていた。

【0004】

造影剤を注入してダイナミックスキャンを行うと、造影剤濃度とCT値は比例関係にあることから、撮影断面の時間変化の情報が得られる。撮影断面の時間変化から各組織のCT値の時間変化である時間-濃度曲線が得られ、この時間-濃度曲線を解析することで器官の生体機能情報を解析していた (例えば非特許文献1参照)。

【0005】

更に他のダイナミック撮影を行うコンピュータ断層診断装置として、MR装置がある。高磁場MR装置では非造影の診断方法もあるが、高磁場MR装置でコントラストの良い画像を得たい場合や低磁場MR装置においては、主にガドリニウム系の造影剤を用いていた。MR装置においても撮影断面の時間変化から各組織のMR値の相対的信号強度変化率である時間-濃度曲線が得られる。この時間-

濃度曲線を解析することで器官の時間変化に依存する生体機能情報を解析していた（例えば非特許文献2参照。）。

【0006】

一方、血流動態を解析するアルゴリズムとして、ガンマ関数解析法がある。ガンマ関数解析法では、時間-濃度曲線をガンマ関数でフィッティングし、フィッティングカーブのピーク値や曲線下面積から血流情報を算出していた（例えば非特許文献3参照。）。

【0007】

他の血流動態を解析するアルゴリズムとして、最大勾配法（maximum slope 法）がある。最大勾配法では、各組織における時間-濃度曲線の傾きの最大値を動脈入力関数におけるCT値上昇の最大値で割ることで血流量を算出していた（例えば非特許文献4参照。）。

【0008】

更に他の血流動態を解析するアルゴリズムとして、deconvolution（デコンボリューション）法がある。deconvolution 法では、動脈入力関数と組織残留関数を deconvolution 演算することでインパルス残留関数を求め、インパルス残留関数のピーク値や曲線下面積から血流情報を算出していた（例えば非特許文献5参照。）。

【0009】

【非特許文献1】

J.P.Muizelaar etc.:A New Method for Quantitative Regional
Cerebral Blood
Volume Measurements Using Computed Tomography.:Stroke
1997;28:1998-2005

【0010】

【非特許文献2】

井川房雄 他：拡散強調画像と灌流画像による急性期脳梗塞の診断
の意義：日磁医誌 第20巻5号203-209頁（2000年）

【0011】

【非特許文献 3】

L.Axel:Cerebral Blood Flow Determination by Rapid-Sequence
Computed Tomography:Radiology 1980;137:679-686

【0012】

【非特許文献 4】

M.Koenig etc.:Perfusion CT of the Brain:Radiology
1998;209:85-93

【0013】

【非特許文献 5】

L.Ostergaard etc.:High Resolution Measurement of Cerebral
Blood Flow using Intravascular Tracer Bolus
Passages:1996;NRM 36:715-725

【0014】

【発明が解決しようとする課題】

本発明者は、上記従来技術を検討した結果、以下の問題点を見出した。ガンマ関数解析法は、8～10ml/秒程度の高い造影レートが必要であるため侵襲性が高く、定量性も悪いという問題があり、同様に最大勾配法は、8ml/秒程度の高い造影レートが必要であるため侵襲性が高いという問題がある。

【0015】

一方、deconvolution 法は、3～5ml/秒程度の低い造影レートで検査可能であるため侵襲性が低く、定量性も優れているが、動脈入力関数と組織残留関数の deconvolution 演算は非常に演算時間がかかるため、解析結果が出るまでに長時間必要であるという問題がある。特に、急性期脳梗塞のように迅速性を求められる症例においては、血流異常の有無の診断は出来る限り早急に行わなければならないため、演算時間の長さが問題になる。

【0016】

また、CT装置を用いて血流動態を検査する場合、パーシャルボリュームアベレージング（以下、PVAと記述する）効果により動脈を含むボクセルのCT値は本来の値よりも低下する。よって動脈入力関数が本来の値よりも小さくなるた

め、解析結果の定量性が悪化するという問題がある。

【0017】

更に、断層像中には、ルームエアーや寝台、骨等の生体機能情報の解析には不要な部分も存在する。断層像中に不要な部分が存在すると、不要領域の信号値の影響で解析精度が悪化するという問題がある。また、不要領域を削除しない場合、不要領域の分だけ無用に演算時間が長くなるという問題もある。更に、不要領域を手動で除去しようとする、多くの作業時間が消費され、操作者への負担が増大するという問題もある。

【0018】

本発明の目的は、コンピュータ断層診断装置の提供する断層像から解析対象とする器官の生体機能情報を得る場合において、低い造影レートで定量性のよい生体機能情報を得る事ができ、特に出来る限り短い演算時間で生体機能情報を得る事が可能な血流動態解析装置を提供することにある。

【0019】

本発明の他の目的は、コンピュータ断層診断装置の提供する断層像から解析対象とする器官の生体機能情報を得る場合において、操作者への負担を増加させることなく解析に不要な領域の信号値の影響による解析精度の悪化を防止する事が可能な血流動態解析装置を提供することにある。

【0020】

本発明の更に他の目的は、コンピュータ断層診断装置の提供する断層像から解析対象とする器官の生体機能情報を得る場合において、PVA効果の影響による定量性の悪化を防止する事が可能な血流動態解析装置を提供することにある。

【0021】

【課題を解決するための手段】

上記問題を解決するために請求項1に係る血流動態解析装置は、コンピュータ断層像撮影手段でダイナミック撮影した断層像の入力手段と、前記入力手段から入力した断層像に基づいて各画素ごとに画素値の時間変化の情報を表す時間-濃度曲線を求める演算手段であって、流入動脈の時間-濃度曲線及び各組織における時間-濃度曲線を求める演算手段と、前記求めた流入動脈の時間-濃度曲線の

逆フィルタを算出する手段と、前記算出した逆フィルタを前記求めた各組織における時間-濃度曲線に掛け合わせることで各組織の伝達関数を求める手段と、各組織の伝達関数を使用して生体機能情報を算出する手段と、を備えたことを特徴としている。

【0022】

即ち、流入動脈の時間-濃度曲線の逆フィルタと各組織における時間-濃度曲線との周波数空間上での掛け算により各組織の伝達関数を求めることができ、従来のdeconvolution 法よりも演算時間の短縮化を図ることができる。

【0023】

請求項2に示すように前記演算手段は、断層像内の最大連結画素領域を抽出する手段と、前記抽出した最大連結画素領域を示すマスク画像を作成する手段と、前記マスク画像を使用して前記入力手段から入力する断層像のうちの当該マスク画像の領域以外の画素を削除する手段とを有し、ルームエアーや寝台、骨等の生体機能情報解析には不要な領域を自動的に除去することを特徴としている。

【0024】

請求項3に示すように前記演算手段は、流出静脈の時間-濃度曲線を求めるとともに、前記求めた流入動脈の時間-濃度曲線及び流出静脈の時間-濃度曲線のピーク値をそれぞれ求める手段と、前記流入動脈の時間-濃度曲線のピーク値が前記流出静脈の時間-濃度曲線のピーク値が一致するように前記流入動脈の時間-濃度曲線を補正する補正手段とを有し、流入動脈の時間-濃度曲線におけるパーシャルボリュームアベレージング効果を補正することを特徴としている。

【0025】

【発明の実施の形態】

以下、添付図面に従って本発明に係る血流動態解析装置の好ましい実施の形態について詳説する。

【0026】

図1は本発明に係る血流動態解析装置のハードウェア構成例を示すブロック図である。同図に示すように、この血流動態解析装置は、主としてコンピュータ断層像撮影手段で撮影した断層像を入力する断層像入力装置1と、画像解析などの

諸演算を行う演算装置 2 とから構成されている。

【0027】

断層像入力装置 1 と演算装置 2 は必ずしも別個の装置である必要はなく、一体化していてもよい。また、断層像入力装置 1 と演算装置 2 は、必ずしもコンピュータ断層像撮影手段と別個の装置である必要はなく、一体化していてもよい。

【0028】

演算装置 2 は、断層像入力装置 1 から断層像の取り込みを行うインターフェイス (I/F) 3 と、断層像や演算結果を一時的に格納するメモリ 4 と、諸演算を行う中央処理装置 (CPU) 5 と、演算結果や機能画像を記録するハードディスクなどの記録媒体 6 と、マウスやキーボードなどの外部入力装置 7 と、処理結果を表示する表示装置 8 とから構成され、これらは共通バス 9 によって接続されている。

【0029】

図 2 は本発明に係る血流動態解析装置の断層像の入力から機能画像の表示までを示すフローチャートである。

【0030】

まず、断層像入力装置 1 から血流動態解析を行う被検体の断層像を選択し、選択された断層像を演算装置 2 に入力する (ステップ 201)。入力された断層像はメモリ 4 に一時格納されるか、または記録媒体 6 に保存される。断層像入力装置 1 と演算装置 2 とが一体化している場合には、外部入力装置 7 により血流動態解析を行う被検体の断層像を選択し、選択された断層像を記録媒体 6 から読み出し、メモリ 4 に一時格納する。

【0031】

続いて、CPU 5 により、断層像に写り込んでいるルームエアーや寝台、骨等、生体機能情報の解析には不要な領域を取り除く (ステップ 202)。不要領域除去の方法については後述する。

【0032】

次に、CPU 5 により、断層像から画素ごとに画素値の時間変化の情報を表す時間-濃度曲線を取り出す (ステップ 203)。その後、CPU 5 により、時間

一濃度曲線から第一循環成分を取り出す（ステップ204）。第一循環成分を取り出すアルゴリズムは、ガンマ関数フィッティングや指数関数による外挿等、任意の公知のアルゴリズムでよい。

【0033】

続いて、CPU5により、動脈入力関数に用いる動脈（以下、流入動脈と記述する）とPVA効果の補正等の定量化に用いる静脈（以下、流出静脈と記述する）を決定する（ステップ205）。流入動脈と流出静脈は、操作者が断層像を見ながら手動で指定してもよく、時間一濃度曲線のピーク値及びピーク時間に基づいて解析対象である器官に対する流入動脈と流出静脈を自動的に決定してもよい。

【0034】

流入動脈と流出静脈を自動的に決定する場合には、まず、流入動脈と流出静脈の中心画素を算出する。流入動脈と流出静脈の中心画素を自動選択するには、各組織における時間一濃度曲線の最大値と最小値の差（以下、 ΔTDC と記述する）やピーク時間、ピーク値の特性の違いを利用すればよい。例えば、 ΔTDC がある閾値以上の画素の中から、ピーク値が所定の閾値以上で、かつ最もピーク時間の小さい画素を選ぶことにより、流入動脈の中心画素を自動選択することができ、また、 ΔTDC がある閾値以上の画素の中からピーク値が所定の閾値以上で、かつ最もピーク時間の大きい画素を選ぶことにより、流出静脈の中心画素を自動選択することができる。次に、流入動脈と流出静脈の中心画素周辺の画素に対して、ピーク値が閾値以上の画素とそうでない画素を分離し、ピーク値が閾値以上の画素のうち、中心画素を含んだ連結画素を抽出することにより、流入動脈領域と流出静脈領域が決定される。尚、中心画素のみを流入動脈と流出静脈としてもよい。

【0035】

次に、CPU5により、PVA効果の補正を行う（ステップ206）。尚、PVA効果の補正方法については後述する。続いて、CPU5により、画素毎に逆フィルタ演算を行い、生体機能情報を算出する（ステップ207）。尚、逆フィルタ演算については後述する。

【0036】

画素毎に解析された生体機能情報をマッピングすることで機能画像が得られ（ステップ208）、表示装置8により機能画像が表示される（ステップ209）。尚、ステップ204は、ステップ206とステップ207の間で実行してもよい。

【0037】

次に、不要領域を削除する方法について説明する。

【0038】

図3は不要領域を削除する方法を示すフローチャートである。同図に示すように、まず、CPU5により、図2のステップ201で入力した断層像を2値化する（ステップ301）。2値化処理は、例えば、断層像において、閾値以上の画素値を有する画素を1に、閾値未満の画素値を有する画素を0にそれぞれ置き換えることで達成される。尚、閾値は、解析対象となる生体組織とルームエアーが分離できるような任意の値でよい。例えば、入力した断層像がCT像であるならば、閾値を-200程度に設定すればよい。

【0039】

続いて、CPU5により、ステップ301で2値化された画像をラベリング処理する（ステップ302）。ラベリング処理は、つながっている全ての画素（連結成分）に同じ番号（ラベル）を付けて、異なる連結成分には別の番号を付けることで達成される。尚、隣接する画素が互いに1の場合には、これらの画素はつながっていることになる。ラベルとして付与する値は、例えば50からの続き番号とする。

【0040】

次に、CPU5により、最大連結成分を探索する（ステップ303）。最大連結成分の探索は、ラベリングした画像全体を走査して、ラベル値ごとに画素数を数える処理を行い、最も画素数が多いラベル値を有する連結成分を選び出すことで達成される。その後、CPU5により、最大連結成分を抽出する（ステップ304）。最大連結成分の抽出は、ステップ303で選び出された最も画素数が多いラベル値を有する画素を残し、それ以外の画素を0に置き換えることで達成さ

れる。これにより2値化処理の段階では画素値が1に置き換えられる可能性のある寝台や点滴チューブ等の不要領域の画素値が0に置き換えられる。

【0041】

次に、CPU5により、最大連結成分の輪郭を追跡し、最大連結成分の最外周の輪郭線を抽出する(ステップ305)。輪郭線の追跡は、ステップ304で最大連結成分のみが残された画像の左上隅画素から横に走査し、最初に出会った非ゼロのラベル値を有する画素を開始点として反時計回り方向に輪郭を追跡し、開始点に戻ったら追跡を終了することで達成される。上記輪郭線上の画素にはラベル値とは異なる値、例えば1を代入しておく。

【0042】

続いて、CPU5により、ステップ305で求めた輪郭線の内部を1で塗りつぶし、マスク画像を作成する(ステップ306)。輪郭線の内部を塗りつぶすには、従来から知られている、閉領域内部の1点を開始点として閉領域内部を塗りつぶす処理であるシードフィルアルゴリズムを適用すればよい。本実施の形態では、閉領域はステップ305で求めた輪郭線である。また、閉領域内部の点は、ステップ304で求めた最大連結成分のラベル値の付いた画素である。このラベル値の付いた画素を1つ検出し、その点を開始点としてシードフィル処理を行えば、輪郭線内部を塗りつぶすことができる。

【0043】

次に、CPU5により、入力画像(断層像)とステップ306で作成したマスク画像とを掛け合わせ、マスク領域外の画素を削除する(ステップ307)。具体的には、マスク画像を1画素ずつ調べ、ゼロの画素を検出したら、その画素の座標に対応する原画像の画素を最低輝度に置き換える処理をする。これを全画素について行えば、マスク領域外の画素が入力画像から削除される。

【0044】

次に、PVA効果の補正方法について説明する。

【0045】

図4は本実施の形態におけるPVA効果の補正方法を示す図である。例えば、脳の生体機能情報を解析する場合、一般に流入動脈には前大脳動脈や中大脳動脈

を、流出静脈には上矢状静脈洞を用いる。Lapin らの研究(J Comput Assist Tomogr 1993;108-114)によれば、PVA効果により動脈を含むボクセルの信号値が低下するため、流入動脈である前大脳動脈や中大脳動脈の時間-濃度曲線は本来の値よりも小さくなる。またLee らの研究(AJNR 1999;20:63-73)によれば、直径1.73mm以上の血管はPVA効果の影響を受けないことから、流出静脈である上矢状静脈洞の時間-濃度曲線はPVA効果の影響を受けていない。

【0046】

よって流入動脈と流出静脈の時間濃度曲線は、一般に図4(a)のようになり、流入動脈の時間濃度曲線のピーク値 P_a は、流出静脈のピーク値 P_v よりもPVA効果による信号値の低下の分だけ小さな値になる。理想的には血管内の造影剤濃度は血管径の大小に依らず一定であるので、PVA効果の影響が無ければ信号値のピーク値は血管径の大小によらず一定である。

【0047】

従って、流入動脈のピーク値を P_a 、流出静脈のピーク値を P_v とすると、図4(b)に示すように流入動脈の時間-濃度曲線を P_v/P_a 倍すれば、流入動脈におけるPVA効果を補正できる。PVA効果を補正する前の時間 t における流入動脈の時間-濃度曲線を $AIF_{pva}(t)$ 、PVA効果を補正した彼の時間 t における流入動脈の時間-濃度曲線を $AIF(t)$ とすると、両者の間に次式が成り立つように補正すればよい。

【0048】

【数1】

$$AIF(t) = AIF_{pva}(t) \times P_v / P_a \quad \dots (1)$$

図5は本実施の形態におけるPVA効果の他の補正方法を示す図である。

【0049】

過去の臨床画像の中に、これから実施する検査と全く同一の撮影条件、造影条件で撮影した例があるならば、この過去の臨床画像を用いてPVA効果を補正することも可能である。

【0050】

例えば、図5(a)に示す臨床画像において、断層像内に含まれる複数の血管

1～5に対し、血管径 $R_1 \sim R_5$ とその血管の時間-濃度曲線のピーク値を算出する。これを図表に表すと、図5(b)となり、プロットしてグラフに表すと、図4(c)のようなカーブが得られる。尚、血管径とピーク値の算出方法については後述する。血管径が細いほどPVA効果の影響を強く受け、血管径がある値以上であればPVA効果の影響を受けないため、図4(c)のカーブはある径 R_{th} までは徐々に上昇し、 R_{th} 以上の R に対してはピーク値が平衡になる。尚、この平衡状態におけるピーク値を便宜上 P_{th} とし、流入動脈における血管径を R_a 、流入動脈における時間-濃度曲線のピーク値を P_a とする。

【0051】

R_a が R_{th} より小さい場合には、流入動脈の時間-濃度曲線を P_{th}/P_a 倍すれば、流入動脈におけるPVA効果を補正できる。PVA効果を補正する前の時間 t における流入動脈の時間-濃度曲線を $AIF_{pva}(t)$ 、PVA効果を補正した後の時間 t における流入動脈の時間-濃度曲線を $AIF(t)$ とすると、両者の間に次式が成り立つように補正すればよい。

【0052】

【数2】

$$AIF(t) = AIF_{pva}(t) \times P_{th}/P_a \quad \dots (2)$$

次に、血管径とピーク値の算出方法について説明する。

【0053】

図6は本実施の形態における血管径とピーク値の算出手順を示すフローチャートである。まず、CPU5により、各時間-濃度曲線のピーク時間とピーク値を算出する(ステップ601)。次に、CPU5により、血管の中心画素を算出する(ステップ602)。中心画素を算出するには、ピーク値の特性を利用すればよく、ピーク値が最大の画素を選ぶことにより、血管の中心画素を自動選択することができる。続いて、CPU5により、血管の中心画素周辺の画素に対して、ピーク値が閾値以上の画素とそうでない画素を分離する(ステップ603)。その後、ステップ603で求めたピーク値が閾値以上の画素のうち、中心画素を含んだ連結画素を抽出することにより、血管領域が決定される(ステップ604)。

【0054】

次に、CPU5により、血管領域内の画素数を算出し（ステップ605）、その算出した画素数から血管領域の面積を算出する（ステップ606）。一画素の面積は装置毎に一定値であるので、一画素あたりの面積にステップ605で求められた画素数を掛けることで血管領域の面積Sが得られる。

【0055】

続いて、CPU5により、血管径Rを算出する（ステップ607）。断層像上での血管の形状は円形で近似して差し支えないので、血管径Rと面積Sには、次式、

【0056】

【数3】

$$R = \sqrt{S / \pi} \quad \dots (3)$$

が成り立ち、(3)式に従って血管径を算出すればよい。

【0057】

次に、CPU5により血管の時間-濃度曲線を算出する（ステップ608）。ステップ203において既に各画素における時間-濃度曲線が算出されているので、血管領域の全ての画素における時間-濃度曲線の平均値を算出することで、血管の時間-濃度曲線が得られる。また、平均値をとるかわりに、ステップ602で算出されている血管中心画素からの距離に応じて、任意に重み付けをしてもよい。

【0058】

次に、CPU5により、血管の時間-濃度曲線のピーク値を算出する（ステップ609）。尚、ステップ605からステップ607までの処理と、ステップ608からステップ609までの処理は、処理の順序が逆になってもよい。本実施例では、ピーク値の特性を利用して血管の抽出を行ったが、血管の抽出法はこれに限定されるものではなく、血管が正確に抽出できる方法であるならば任意の方法でよい。また、断層像を見ながら手動で血管領域を指定することにより、血管を抽出してもよい。

【0059】

次に、逆フィルタ法について説明する。

【0060】

図7は本実施の形態における逆フィルタ法を説明するための概念図である。伝達関数 f の対象組織において、入力関数を $Cin(t)$ 、出力関数を $Cout(t)$ とおくと、 $Cout(t)$ は $Cin(t)$ と f を畳み込み積分したものになり、次式、

【0061】

【数4】

$$Cout(t) = \int_0^t Cin(t') \cdot f(t-t') dt' \quad \dots (4)$$

のように表される。

【0062】

造影剤を動脈から体内に注入する場合、 $Cin(t)$ は流入動脈における時間-濃度曲線（動脈入力関数） $AIF(t)$ に、 $Cout(t)$ は組織における時間-濃度曲線 $Cr(t)$ に置き換えられ、次式、

【0063】

【数5】

$$Cr(t) = \int_0^t AIF(t') \cdot f(t-t') dt' \quad \dots (5)$$

のように表される。

【0064】

(5) 式を周波数空間に変換すると、次式、

【0065】

【数6】

$$F \{Cr(t)\} = F \{AIF(t)\} \cdot F \{f(t)\} \quad \dots (6)$$

のようになる。

【0066】

ここで、 $F \{AIF(t)\}$ は $AIF(t)$ のフーリエ変換を、 $F \{Cr(t)\}$ は $Cr(t)$ のフ

ーリエ変換を、 $F\{f(t)\}$ は $f(t)$ のフーリエ変換をそれぞれ表す。

【0067】

(5) 式と (6) 式より、流入動脈における時間-濃度曲線と組織における時間-濃度曲線を逆畳み込み演算すれば伝達関数 f を求めることができるが、逆畳み込み演算を行う代わりに、流入動脈における時間-濃度曲線の逆フィルタを組織の時間-濃度曲線に掛けても等価な演算結果が得られる。

【0068】

AIF(t) の逆フィルタを $AIF(t)^{-1}$ とおくと、(6) 式より、 $f(t)$ は次式、

【0069】

【数7】

$$f(t) = F^{-1} [F\{AIF^{-1}(t)\} \cdot F\{Cr(t)\}] \quad \dots (7)$$

のように表される。

【0070】

ここで F^{-1} は、逆フーリエ変換を表す。

【0071】

図8は本実施の形態における逆フィルタ法を説明するための概念図である。

【0072】

血流動態解析を行う場合、被検者への侵襲性を抑えるため、たいいていの場合、造影剤は静脈から体内へ注入する。この場合、造影剤は体内を循環した後、解析対象組織に流入する。入力関数を $Cin(t)$ 、循環経路における伝達関数を f_1 、対象組織における伝達関数を f_2 、対象組織からの出力関数を $Cout(t)$ とおくと、 $Cout(t)$ は、 $Cin(t)$ と f_1 を畳み込み積分したものを、更に f_2 と畳み込み積分したものである。次式、

【0073】

【数8】

$$Cout(t) = \int_0^t \{ \int_0^{t-t_1'} Cin(t) \cdot f_1(t-t_1') dt_1' \} \cdot f_2(t-t_2') dt_2' \quad \dots (8)$$

のようになる。

【0074】

$C_{in}(t)$ と f_1 のたたみこみ積分は流入動脈における時間-濃度曲線(動脈入力関数) $AIF(t)$ に、 $C_{out}(t)$ は組織における時間-濃度曲線 $Cr(t)$ に置き換えられ、次式、

【0075】

【数9】

$$Cr(t) = \int_0^t AIF(t_2') \cdot f_2(t-t_2') dt_2' \quad \dots (9)$$

のように表される。

【0076】

(9)式は、前述した(5)式と等価である。よって伝達関数 f_2 は、次式、

【0077】

【数10】

$$f_2(t) = F^{-1} [F \{ AIF^{-1}(t) \} \cdot F \{ Cr(t) \}] \quad \dots (10)$$

のように表される。

【0078】

次に、逆フィルタ演算について説明する。

【0079】

図9は本実施の形態における逆フィルタ演算の処理手順を示すフローチャートである。同図に示すように、CPU5により、流入動脈の時間-濃度曲線をフーリエ変換する(ステップ901)。次に、CPU5により、流入動脈の時間-濃度曲線のフーリエ変換から逆フィルタを算出する(ステップ902)。流入動脈の時間-濃度曲線のフーリエ変換の実部を $F \{ AIF_R \}$ 、虚部を $F \{ AIF_I \}$ とすると、逆フィルタは、次式、

【0080】

【数11】

$$\begin{aligned} F \{ AIF^{-1}(t) \} &= 1 / [F \{ AIF_R \} + i \{ AIF_I \}] \\ &= F \{ AIF_R \} / [F \{ AIF_R \}^2 + \{ AIF_I \}^2] \end{aligned}$$

$$-iF \{AIF_I\} / [F \{AIF_R\}^2 + \{AIF_I\}^2] \dots (11)$$

で表される。

【0081】

次に、逆フィルタの高周波数成分を制御する（ステップ903）。ウィナーフィルタやバターワースフィルタなどの高周波数領域制御フィルタによって逆フィルタをフィルタリングすることにより、逆フィルタの高周波数成分が制御される。

【0082】

続いて、CPU5により、各組織の時間-濃度曲線をフーリエ変換する（ステップ904）。このフーリエ変換に対して、ステップ902で求めた逆フィルタでフィルタリングする（ステップ905）。このフィルタリングされた組織の時間-濃度曲線のフーリエ変換を逆フーリエ変換する伝達関数が求められる（ステップ906）。

【0083】

次に、CPU5により、ステップ906で求められた伝達関数から、生体機能情報を算出する（ステップ907）。生体機能情報の算出方法については後述する。尚、ステップ904からステップ907までは、解析する組織の断層像上で画素数分だけ繰り返す。また、ステップ901からステップ903までと、ステップ904は、処理の順序は逆になってもよい。

【0084】

次に、伝達関数から生体機能情報を算出する方法について説明する。

【0085】

図10は生体機能情報の算出方法の説明図である。伝達関数を $f(t)$ とすると、 $f(t)$ は、例えば図10のような形状になり、血流量（bloodflow:以下、BFと記述する）は、次式、

【0086】

【数12】

$$BF = f_{\max} \dots (12)$$

のように $f(t)$ の最大値から求められ、血液量 (bloodvolume:以下、BVと記述する) は、次式、

【0087】

【数13】

$$BV = \int f(t) dt \quad \dots (13)$$

のように $f(t)$ の曲線下面積から求められ、平均通過時間 (mean transit time: 以下、MTT と記述する) は、次式、

【0088】

【数14】

$$MTT = \int f(t) dt / f_{\max} \quad \dots (14)$$

のように $f(t)$ の幅から求められる。

【0089】

ここで、 f_{\max} は、 $f(t)$ の最大値を表す。

【0090】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、コンピュータ断層診断装置の提供するダイナミック撮影した断層像から生体機能情報解析を行う場合、ガンマ関数解析法や最大勾配法よりも低い造影レートで、deconvolution 法よりも短い演算時間で、生体機能情報解析を行えるという効果がある。また、PVA効果による定量性の悪化を防止できるという効果もある。更に、操作者への負担を増加させることなく不要領域の影響による無用な演算時間の増加や解析精度の悪化を防止することができるという効果もある。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明に係る血流動態解析装置のハードウェア構成例を示すブロック図

【図2】

本発明に係る血流動態解析装置の断層像の入力から機能画像の表示までを示すフローチャート

【図3】

不要領域を削除する方法を示すフローチャート

【図 4】

本実施の形態における P V A 効果の補正方法を示す図

【図 5】

本実施の形態における P V A 効果の他の補正方法を示す図

【図 6】

本実施の形態における血管径とピーク値の算出手順を示すフローチャート

【図 7】

本実施の形態における逆フィルタ法を説明するための概念図

【図 8】

本実施の形態における逆フィルタ法を説明するための概念図

【図 9】

本実施の形態における逆フィルタ演算の処理手順を示すフローチャート

【図 10】

生体機能情報の算出方法の説明図

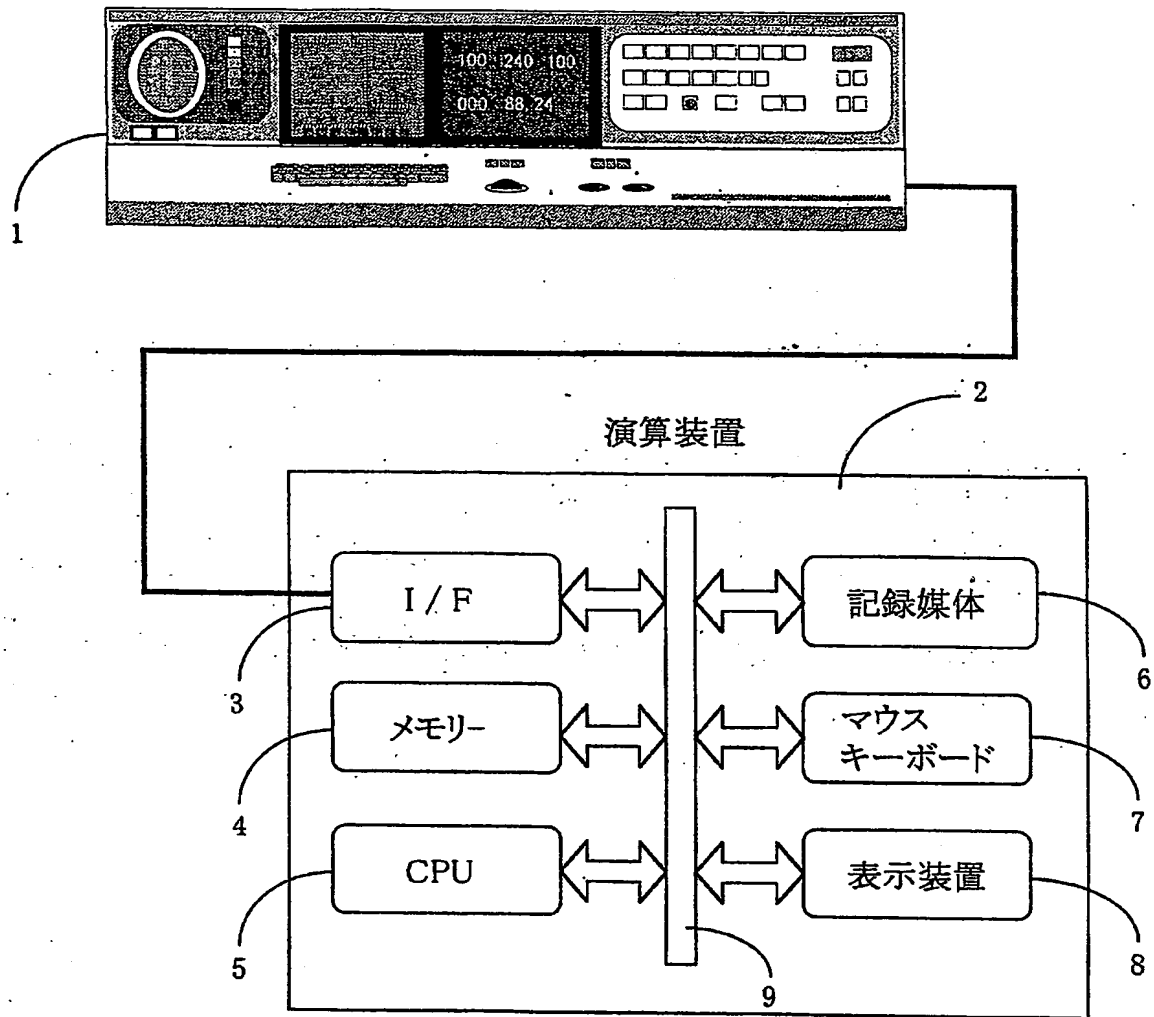
【符号の説明】

1…断層像入力装置、2…演算装置、3…インターフェイス（I/F）、4…メモリ、5…中央処理装置（CPU）、6…記録媒体、7…外部入力装置、8…表示装置、9…共通バス

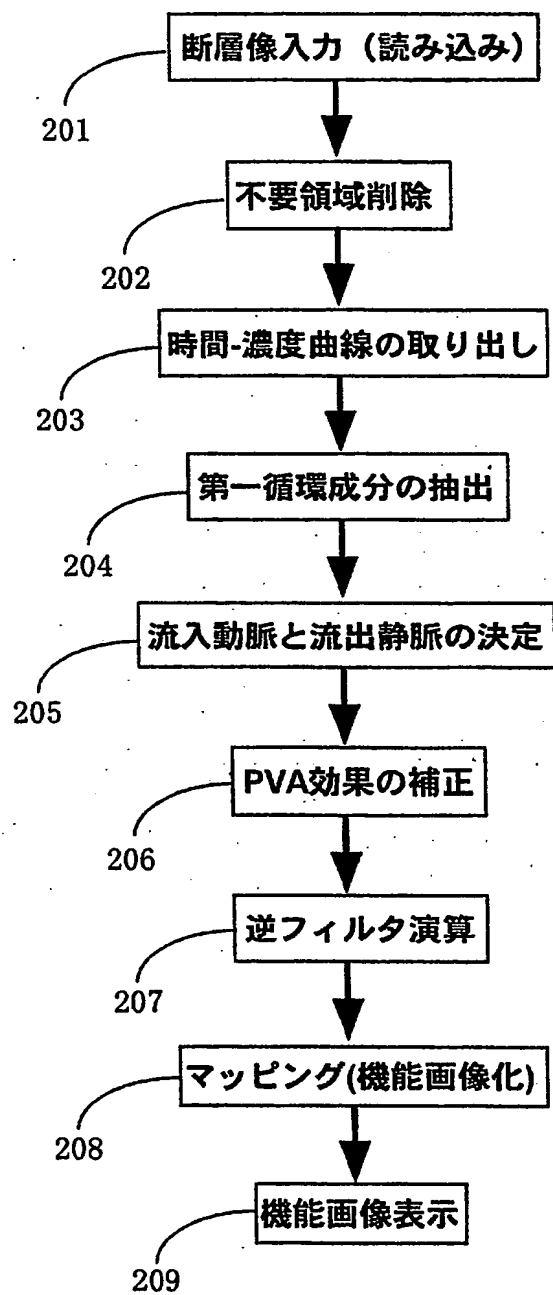
【書類名】 図面

【図 1】

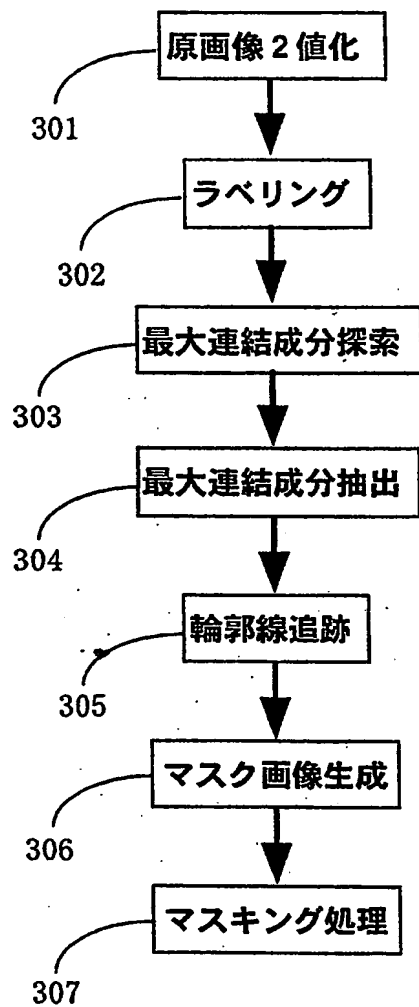
断層像入力装置



【図 2】

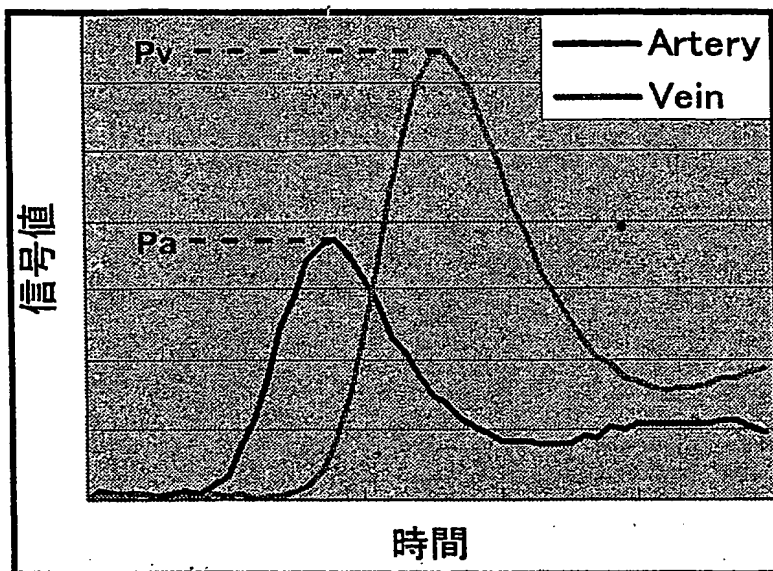


【図 3】



【図 4】

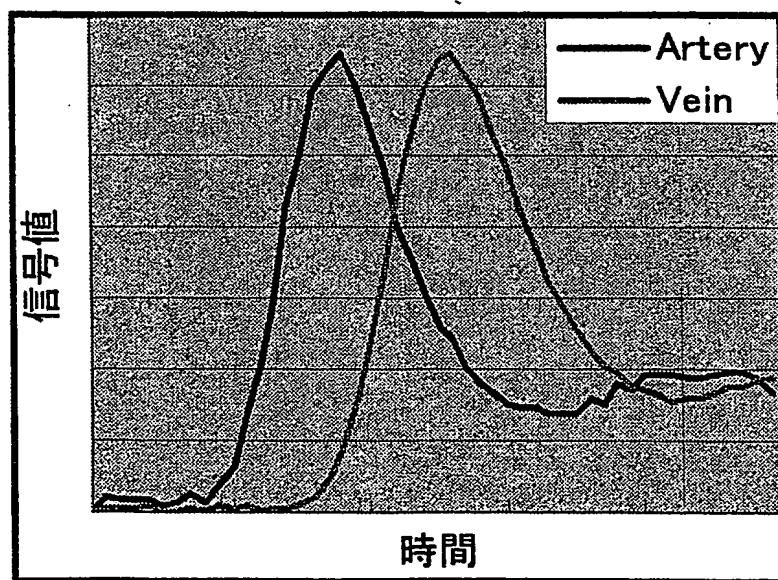
(a)



図a 補正前



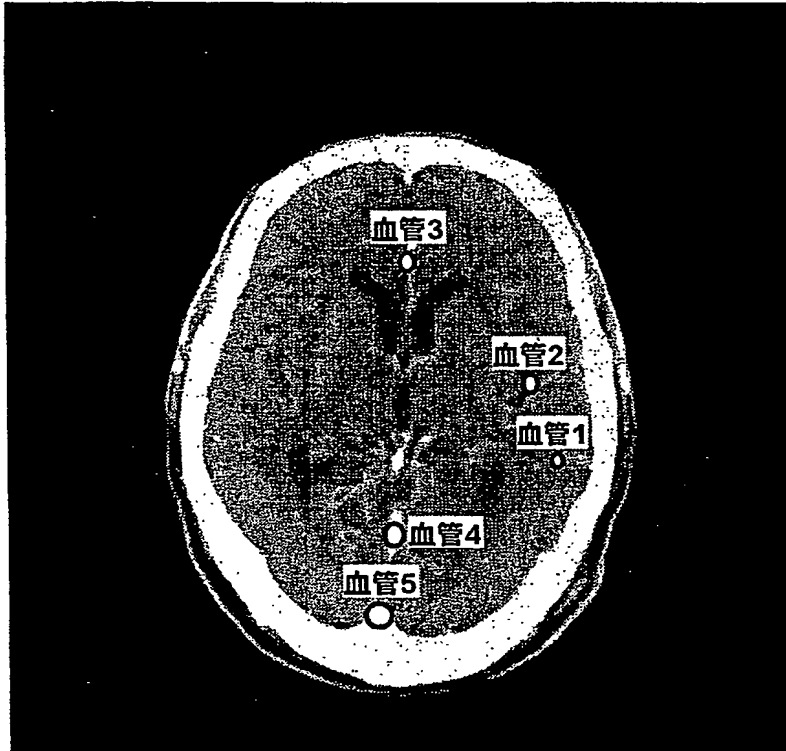
(b)



図b 補正後

【図 5】

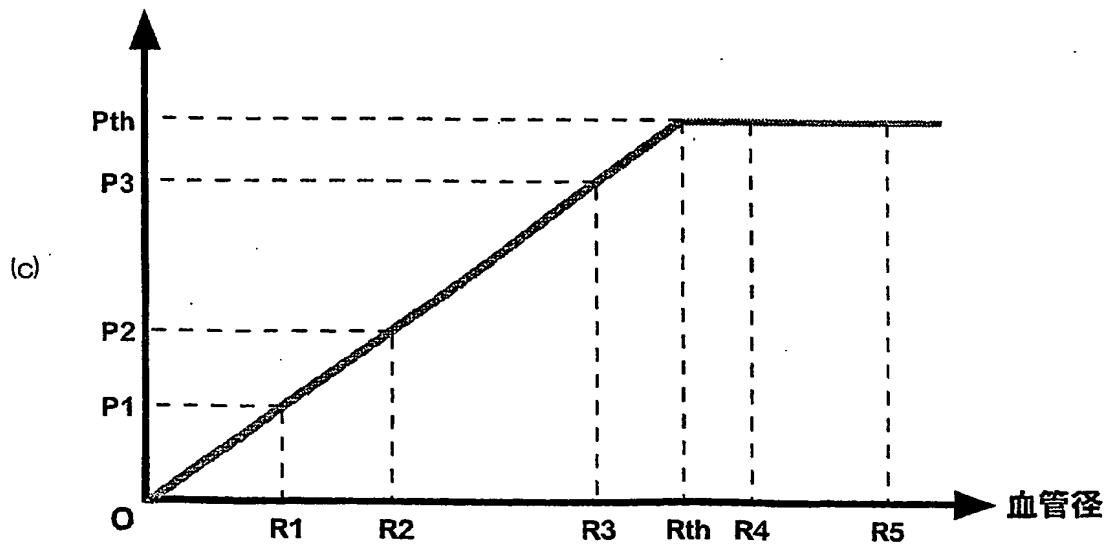
(a)



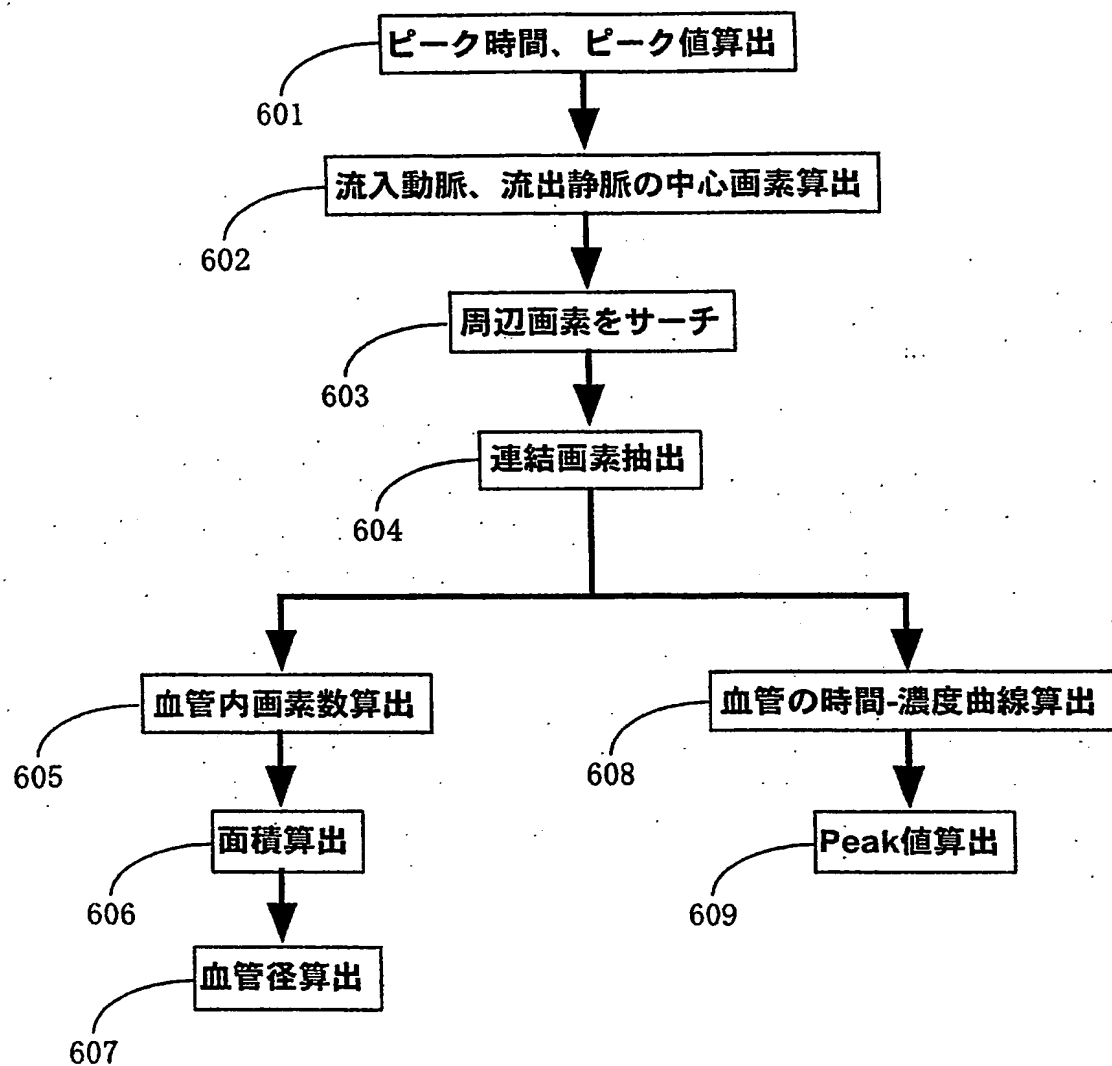
(b)

	血管径	ピーク値
血管1	R1	P1
血管2	R2	P2
血管3	R3	P3
血管4	R4	Pth
血管5	R5	Pth

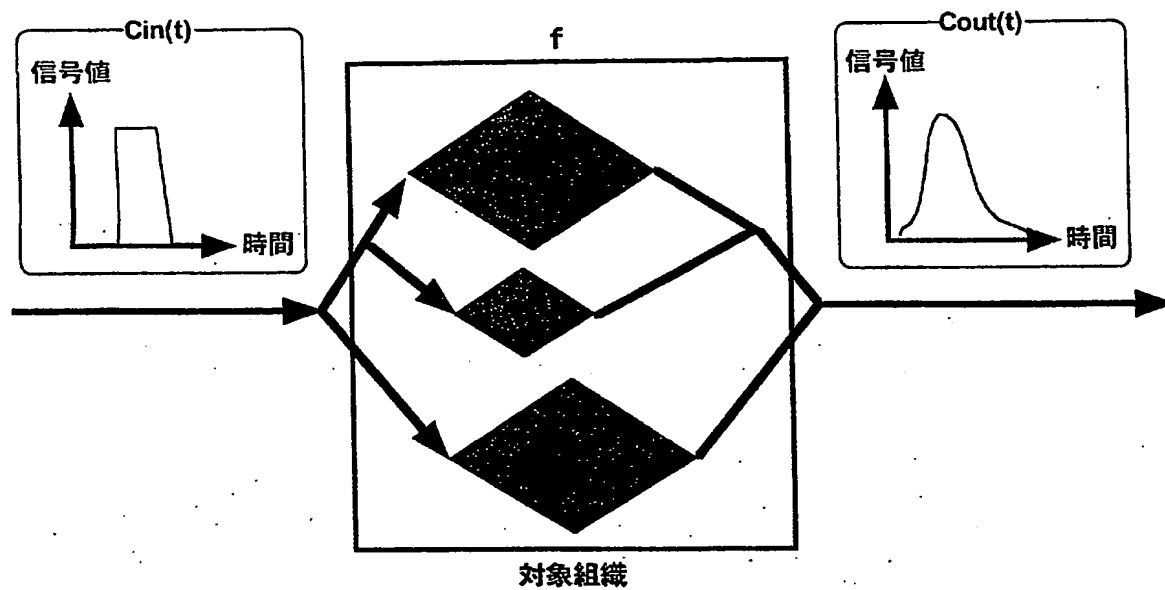
信号値のピーク値



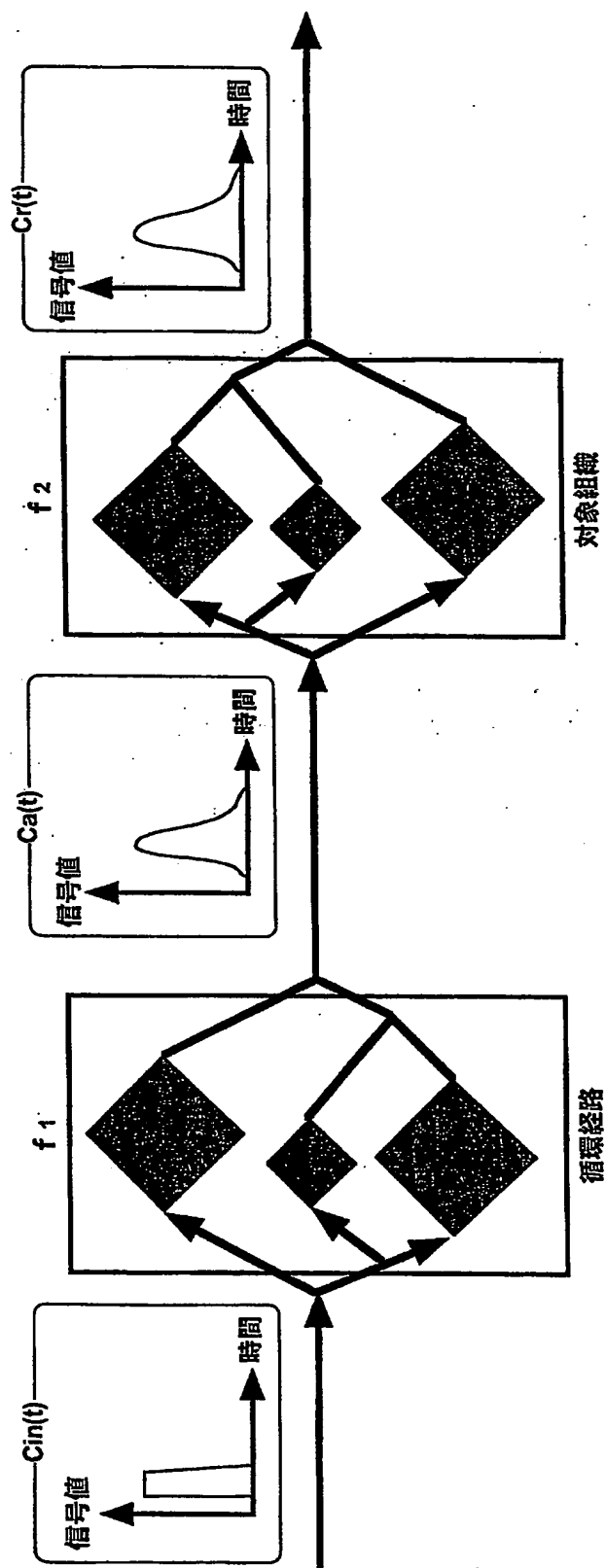
【図 6】



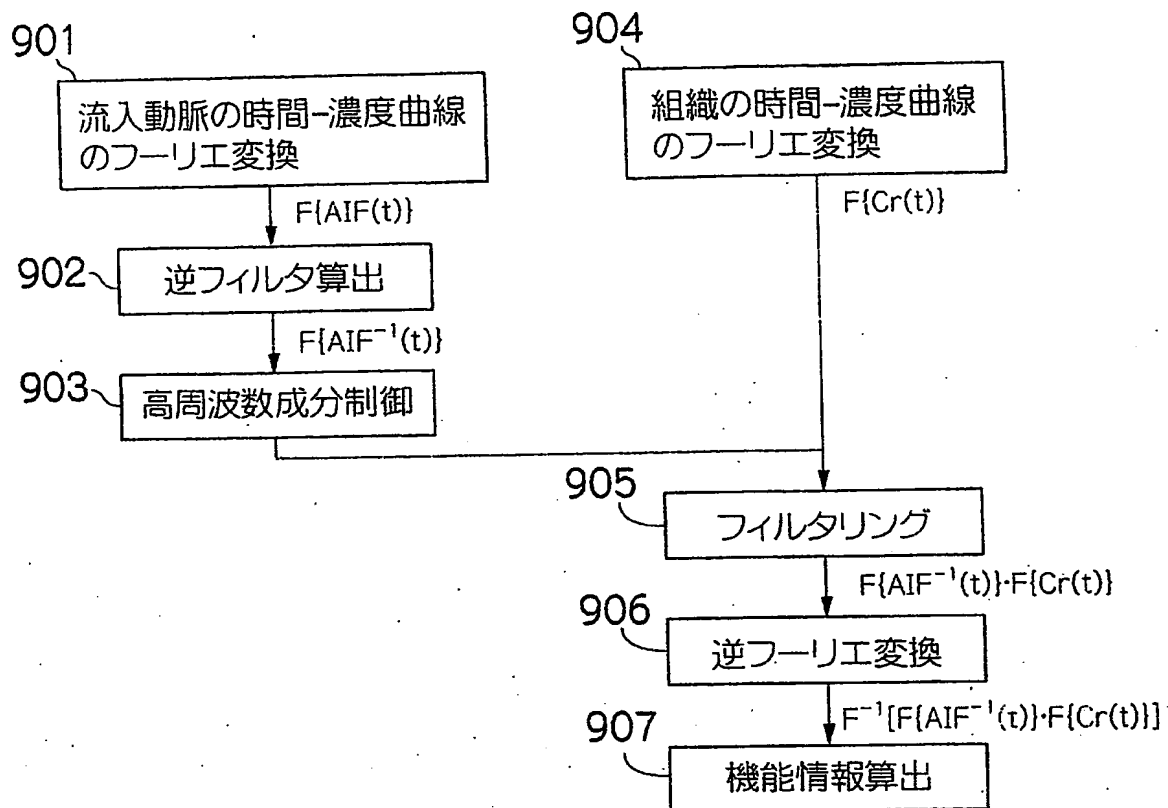
【図 7】



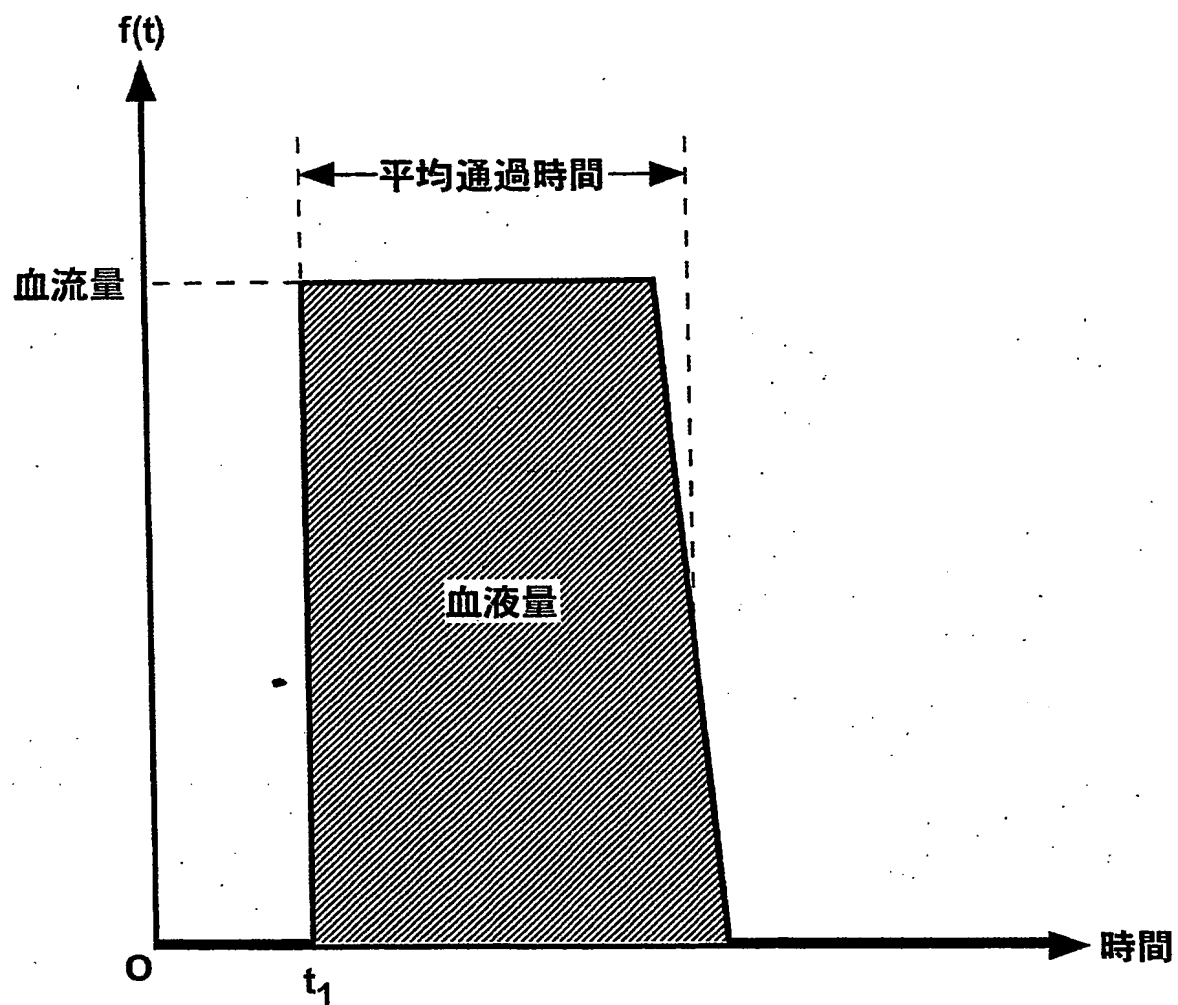
【図 8】



【図 9】



【図 10】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 コンピュータ断層診断装置の提供する断層像から解析対象とする器官の生体機能情報を得る場合において、低い造影レートで定量性のよい生体機能情報を得る事ができ、特に出来る限り短い演算時間で生体機能情報を得る事が可能な血流動態解析装置を提供する。

【解決手段】 ダイナミック撮影した断層像に基づいて流入動脈の時間-濃度曲線及び各組織における時間-濃度曲線をフーリエ変換する（ステップ901、904）。流入動脈の時間-濃度曲線のフーリエ変換から逆フィルタを算出する（ステップ902）。この逆フィルタを各組織における時間-濃度曲線のフーリエ変換に掛け合わせることで各組織の伝達関数を求める（ステップ905、906）。このようにして求めた各組織の伝達関数を使用して生体機能情報を算出する（ステップ907）。

【選択図】 図9

特願 2002-266475

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[000153498]

1. 変更年月日

1990年 8月10日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

氏 名

株式会社日立メディコ

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☒ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.